

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-024039

(43)Date of publication of application : 28.01.1997

(51)Int.Cl.

A61B 6/00

A61B 6/00

(21)Application number : 07-173591

(71)Applicant : FUJI PHOTO FILM CO LTD

(22)Date of filing : 10.07.1995

(72)Inventor : SHIMURA KAZUO

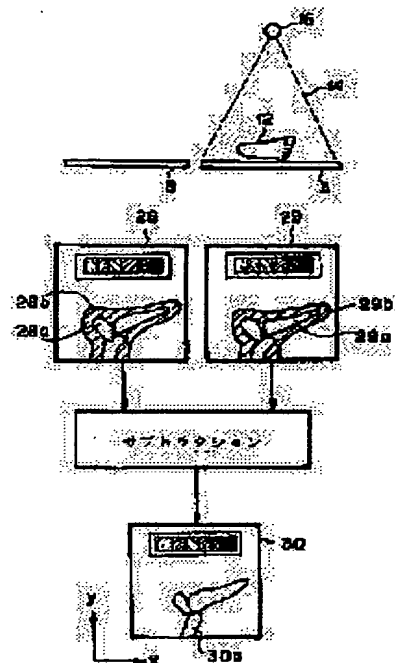
(54) BONE-SALT QUANTITATIVE ANALYSIS METHOD AND DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To lessen a burden on an operator and provide an accurate bone-salt amount by quantitatively analyzing bone-salt in a bone part on the basis of a signal value for a desired bone zone in an interest zone, and a signal value for a soft zone around the bone zone in analyzing the bone-salt via the energy subtraction technique.

SOLUTION: After recording the radiogram of an object 12 on the first accumulative phosphor sheet A, this first sheet A is quickly changed to another accumulative phosphor sheet B and the radiogram of the object 12 having different radiograph energy is recorded on the sheet B. Next, the radiograms are read out from both of the sheets A and B with an image reading means, thereby obtaining digital image signals. Subtraction treatment is, then, applied on the basis of the two digital image signals, thereby providing a bone part image 30 while the shade of a soft part tissue being eliminated.

Thereafter, an interest zone including a desired bone part is set on the bone part image 30, and bone-salt therein is quantitatively analyzed on the basis of a signal value for the desired bone part zone in the interest zone and a signal value for a soft part zone around the bone part zone.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-24039

(43)公開日 平成9年(1997)1月28日

(51)Int.Cl. [°]	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/00	3 3 3	0277-2 J 0277-2 J	A 6 1 B 6/00	3 5 0 Z 3 3 3

審査請求 未請求 請求項の数8 OL (全9頁)

(21)出願番号 特願平7-173591

(22)出願日 平成7年(1995)7月10日

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 志村 一男

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富

士写真フイルム株式会社内

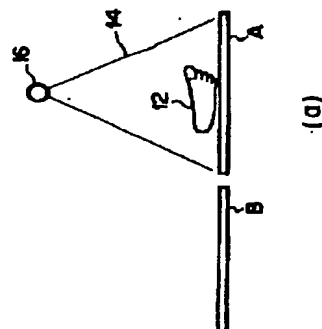
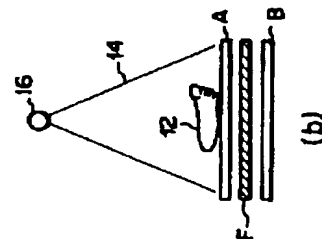
(74)代理人 弁理士 柳田 征史 (外1名)

(54)【発明の名称】 骨塩定量分析方法および装置

(57)【要約】

【課題】 骨塩定量分析において、操作者の負担を軽減して正確な骨塩量を求める。

【解決手段】 軟部組織と骨部組織とを含む被写体の、骨部領域のみを抽出したエネルギーサブトラクション画像上にROIを設定し、このROI内の画像を2値化処理して骨部領域を認識する。サブトラクション画像を得た画像信号のROIに対応する領域内の画像を2値化処理してROI内の軟部領域を認識する。骨部領域の信号値から軟部領域の信号値を減算して骨部領域の真の信号値を求め、この信号値に基づいて骨塩量の定量分析を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 軟部組織と骨部組織とを含む被検体と該被検液体中の骨塩量を段階的に模擬した骨塩レファレンスとを被写体とする、互いに異なるエネルギーの放射線により形成された複数の放射線画像に基づいて、前記被検体中の骨部組織の陰影が抽出もしくは強調された骨部画像を生成し、該骨部画像中に現れる前記骨部組織の陰影の濃度と前記骨塩レファレンスの陰影の濃度とを比較することにより前記骨部組織中の骨塩の定量分析を行う骨塩定量分析方法において、
前記骨部画像に設定された関心領域内の画像に対して第1の閾値に基づく2値化処理を施すことにより該関心領域中の前記骨部領域を認識し、
前記関心領域に対応する、前記複数の放射線画像のうちの1つの放射線画像内の領域に対して、第2の閾値に基づく2値化処理を施すことにより該領域中の前記軟部領域を認識し、
前記関心領域内の前記所望とする骨部領域の信号値および該所望とする骨部領域周辺の軟部領域の信号値に基づいて、該所望とする骨部中の骨塩の定量分析を行うことを特徴とする骨塩定量分析方法。

【請求項2】 前記2値化処理後の前記1の放射線画像および前記骨部画像に対して、該各画像中の穴うめをするモルフォロジ処理を施した後に、前記軟部組織の領域および前記骨部組織の領域を認識することを特徴とする請求項1記載の骨塩定量分析方法。

【請求項3】 前記第1および第2の閾値を、前記1の放射線画像および前記骨部画像における前記骨塩レファレンスの信号値に基づいて設定することを特徴とする請求項1または2記載の骨塩定量分析方法。

【請求項4】 前記第1および第2の閾値を、所定の判別関数により設定することを特徴とする請求項1または2記載の骨塩定量分析方法。

【請求項5】 軟部組織と骨部組織とを含む被検体と該被検体中の骨塩量を段階的に模擬した骨塩レファレンスとを被写体とする、互いに異なるエネルギーの放射線により形成された複数の放射線画像に基づいて、前記被検体中の骨部組織の陰影が抽出もしくは強調された骨部画像を生成し、該骨部画像中に現れる前記骨部組織の陰影の濃度と前記骨塩レファレンスの陰影の濃度とを比較することにより前記骨部組織中の骨塩の定量分析を行う骨塩定量分析装置において、
前記骨部画像に所望とする骨部を含む関心領域を設定する関心領域設定手段と、
前記骨部画像の前記関心領域内の画像に対して第1の閾値に基づく2値化処理を施すことにより該骨部画像中の前記骨部組織の領域を認識する骨部組織認識手段と、
前記複数の放射線画像のうちの1つの放射線画像の前記関心領域に対応する領域に対して、第2の閾値に基づく2値化処理を施すことにより該領域中の前記軟部組織の

領域を認識する軟部組織認識手段と、

前記関心領域内の前記所望とする骨部領域の信号値および該所望とする骨部領域周辺の軟部領域の信号値に基づいて、該所望とする骨部中の骨塩量を求める骨塩量算出手段とからなることを特徴とする骨塩定量分析装置。

【請求項6】 前記軟部組織認識手段および前記骨部組織認識手段が、前記2値化処理後の前記1の放射線画像および前記骨部画像に対して、該各画像中の穴うめをするモルフォロジ処理を施した後に、前記軟部組織の領域および前記骨部組織の領域を認識する手段であることを特徴とする請求項5記載の骨塩定量分析装置。

【請求項7】 前記第1および第2の閾値を、前記1の放射線画像および前記骨部画像における前記骨塩レファレンスの信号値に基づいて設定する閾値設定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項5または6記載の骨塩定量分析装置。

【請求項8】 前記第1および第2の閾値を、所定の判別関数により設定する閾値設定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項5または6記載の骨塩定量分析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は人体等の骨塩の定量方法、さらに詳しくはエネルギーサブトラクションの手法を用いて骨塩定量分析を行う方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 骨塩定量、すなわち骨の中のカルシウムの量を定量的に測定することは骨折予防のために必要なことである。すなわち、骨中のカルシウムの微量変化を知ることは骨粗しょう症の早期発見を可能にし、骨折予防の効果がある。

【0003】 従来より、以下に列挙するような数々の骨塩定量の方法が提案され、実施されている。

【0004】 i) MD法(Microdensitometry) : これは、中指骨をアルミのステップウエッジ(段階状パターン)とともにX線撮影し、濃度計により濃度を測定し、アルミステップウエッジと対応させてX線吸収量を換算し、さらに骨幅によりその値を補正して骨塩を定量にするものであり、装置構成が簡便であるが、定量の精度に問題がある上、骨粗しょう症を最もよく表す椎骨の測定ができないという欠点がある。

【0005】 ii) SPA法(Single Photon Absorptiometry) : これは低エネルギーγ線を骨に透過させた後15cm程離れたシンチレーション検出器で検出し、γ線のカウンタ数の変化によってアナログ計算から骨の単位長さ当りの重量を求めるものであり、MD法に比べて正確な測定が可能であるが、これも椎骨の測定ができないという欠点がある上、ラジオアイソトープを使用するため特別な管理が必要であり、線源に半減期があるため線源を交

換ししなければならないという難点がある。

【0006】iii) DPA法(Dual Photon Absorptiometry) : これは44KeVと100KeVの2種のエネルギーピークを有する核種である¹⁵³Gdを線源とし、この2種のエネルギー線の骨の透過量の差異によって骨塩量を測定するものであり、腰椎、大腿骨頸部の骨塩の測定、および全身の骨塩量、脂肪量の高精度の測定が可能であるという利点があるが、これもラジオアイソトープを使用することに伴う困難がある。また、放射線の照射が走査方式であるため腰椎の場合10数分、全身では30~40分と検査時間がかかるという問題がある。

【0007】iv) QDR法(Quantitative Digitized Radiography) : (別名DPX法)

これはDPA法とほぼ同じであるが、ラジオアイソトープの代りにパルス状X線をフィルタと組み合わせることにより2種類のエネルギーを得ており、再現性がよい上、検査時間を短縮(DPAの約1/3)する効果がある。簡便度、性能の両面から最も期待されている方式であるが、検査時間は短縮されたといっても、腰椎撮影に約6分を要し、さらに短縮することが望まれている。

【0008】v) QCT法(Quantitative Computer Tomography) : これはX線CTを用いて、CTナンバーにより主に第3腰椎の骨塩定量を行うものであり、断面による定量が可能であるが、装置が大規模になってしまうという難点がある。

【0009】vi) DQCT法(Dual energy Quantitative Computer Tomography) : これはQCT法において2種のエネルギーを利用してエネルギーサブトラクションを行うことにより骨塩定量を行うもので、骨組織内の脂肪の影響を除いた定量が可能であるという利点があるが、これも装置が大規模になってしまうという問題がある。

【0010】以上列挙した通り、従来の骨塩定量の方法は、簡便なものは精度が低く、高精度のものは装置が大がかりになり、検査時間も長くなるといった問題があった。

【0011】そこで本出願人は、蓄積性蛍光体シートを用いるエネルギーサブトラクションを用いた骨塩定量分析方法を提案している(特開平4-11473号参照)。このエネルギーサブトラクションを用いた方法とは、2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、軟部組織と骨部組織とを含む被写体を透過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して前記被写体の放射線画像を蓄積記録し、これらのシートに励起光を走査して前記放射線画像を光電的に読み取ってデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行って放射線画像の前記骨部組織のみの画像を形成する差信号を得るエネルギーサブトラクションにおいて、前記被写体の放射線画像を得る際に骨塩量が段階的に変化した人骨を模擬した骨塩レファレンスを同時に写し込ん

でおき、前記骨部組織のみの画像(骨部画像)上で骨部組織の陰影の濃度と骨塩レファレンスの濃度とを比較することにより骨塩量を定量化する方法である。

【0012】さらに、この方法は、被写体を透過しない、エネルギーが異なる放射線を照射した蓄積性蛍光体シートから、蓄積性蛍光体シートのムラ、放射線の照射ムラおよび読取りムラ等のいわゆるシェーディングを補正するための画像信号を得、この画像信号と放射線画像との間で引き算を行って、シェーディングを補正してより精度の高い骨塩定量分析を行うようにしている。

【0013】しかしながら、上述したようなエネルギーサブトラクションにおいてはブロードなエネルギー分布を有するX線を用いて画像の撮影を行うため、被写体を透過したX線のエネルギー分布が全体として高エネルギー側に片寄るいわゆるビームハードニングの現象が生じることとなる。すなわち、このビームハードニングにより、例えば軟部組織を消去した画像上において、同じ骨構造でも被写体厚の厚い部分の骨は被写体厚の薄い部分の骨と比較してその骨のコントラストが低くなるという現象が起こる。これにより、上述した骨塩定量において計測される骨密度や骨塩量が骨に重なる軟部組織の厚みに影響されてその測定精度が劣化するという問題が生じる。

【0014】一方、上述したように、骨塩定量分析方法はエネルギーサブトラクション処理を行うことにより骨部組織のみの骨部画像を得るようにしているが、エネルギーサブトラクション処理によっても軟部組織を完全に消去することは極めて困難なものである。したがって、正確な骨部組織の濃度を求めるためには、骨部組織の信号値から、この骨部組織周辺の軟部組織の信号値の平均値を減算して差分値を求め、この差分値を正確な骨部組織の信号値として骨塩量の定量分析を行うようにしていた。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】このように、骨部組織の信号から軟部組織の信号を減算する際は、骨部画像に観察の対象となる所望とする骨部を含む関心領域を設定し、この関心領域内において所望とする骨部およびこの骨部周辺の軟部組織を操作者がマニュアルで指定し、この指定された骨部領域および軟部領域内の信号間で差分値を求めるようにしていた。

【0016】しかしながら、骨部領域および軟部領域の指定は、関心領域内における骨部および軟部を正確にトレースする必要があるため、非常に時間および手間がかかり、操作者にとって非常に負担が大きいものであった。また、骨部および軟部を正確にトレースすることは極めて困難であるため、領域指定の正確さを欠き、骨塩量を正確に定量することができなかった。

【0017】本発明は上記事情に鑑み、操作者の負担を軽減して正確な骨塩量を求めることができる骨塩定量分

5

析方法および装置を提供することを目的とするものである。

【0018】

【課題を解決するための手段】本発明による骨塩定量分析方法および装置は、軟部組織と骨部組織とを含む被検体と該被検液体中の骨塩量を段階的に模擬した骨塩レファレンスとを被写体とする、互いに異なるエネルギーの放射線により形成された複数の放射線画像に基づいて、前記被検体中の骨部組織の陰影が抽出もしくは強調された骨部画像を生成し、該骨部画像中に現れる前記骨部組織の陰影の濃度と前記骨塩レファレンスの陰影の濃度とを比較することにより前記骨部組織中の骨塩の定量分析を行う骨塩定量分析方法において、前記エネルギーサブトラクション処理により得られた骨部画像に所望とする骨部を含む関心領域を設定し、この関心領域内の画像に対して第1の閾値に基づく2値化処理を施すことにより該関心領域中の前記骨部領域を認識し、この関心領域に対応する、前記複数の放射線画像のうちの1つの放射線画像内の領域に対して、画像信号に第2の閾値に基づく2値化処理を施すことにより該領域中の軟部領域を認識し、前記関心領域内の前記所望とする骨部領域の信号値および該所望とする骨部領域周辺の軟部領域の信号値に基づいて、すなわち、骨部領域および軟部領域を認識し、それぞれの領域の信号値に基づいて所望とする骨部中の骨塩の定量分析を行うことを特徴とするものである。

【0019】また、前記2値化処理後の前記1つの放射線画像および前記骨部画像に対して、該各画像中の穴うめをするモルフォロジ処理を施した後に、前記軟部組織の領域および前記骨部組織の領域を認識することが好ましい。

【0020】ここで、穴うめとは、2値化処理が施された放射線画像について軟部組織であるべき領域に、あるいは2値化処理が施された骨部画像について骨部組織であるべき領域に混入したノイズ等を除去することをいう。

【0021】さらに、前記第1および第2の閾値を、前記1の放射線画像および前記骨部画像における前記骨塩レファレンスの信号値に基づいて設定することが好ましく、また、前記第1および第2の閾値を、所定の判別関数により設定することが好ましい。

【0022】

【作用】本発明による骨塩定量分析方法および装置は、骨部画像に設定された関心領域内の骨部領域を、画像信号を2値化処理することにより認識し、さらに、エネルギーサブトラクション処理を行うために得られた複数の放射線画像のうちの1の放射線画像の、この関心領域に対応する領域内の画像を2値化処理して、この領域内の軟部組織の領域（軟部領域）を求める。そしてこの骨部領域および軟部領域の認識結果に基づいて、骨部領域の

6

信号値から軟部領域の信号値を減算する処理を行って、骨部領域の真の信号値を得、この信号値に基づいて骨塩の定量分析を行うようにしたものである。このように、本発明による骨塩定量分析方法および装置は、関心領域内の骨部領域および軟部領域を自動的に認識して骨塩定量分析を行うようにしたため、操作者が関心領域内に骨部領域および軟部領域を設定する必要がなくなる。また、骨部および軟部の領域を正確にトレースすることは極めて困難であるが、本発明による骨塩定量分析方法および装置によれば、領域を正確に指定することができるため、領域指定のミスがなくなり、正確な骨塩量を求めることができる。

【0023】

【発明の実施の形態】以下図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0024】図1(a)は2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bに、軟部組織と骨とを有する同一の被写体12を透過した放射線14を、それぞれエネルギーを変えて照射する状態を示すものである。すなわち、第1の蓄積性蛍光体シートAに被写体12の放射線透過像を蓄積記録し、次いで短時間内で蓄積性蛍光体シートA、Bを素早く取り替えると同時に、放射線源16の管電圧を変えて、透過放射線のエネルギーが異なる被写体12の放射線画像を蓄積性蛍光体シートBに蓄積記録する。このとき蓄積性蛍光体シートAとBとで被写体12の位置関係は同じとする。

【0025】また、図1(b)は2枚の蓄積性蛍光体シートを重ね、この間に放射線エネルギーを一部吸収するフィルタFを介在させて被写体12を透過した放射線14を照射する状態を示すもので、これによりエネルギーの大きさの異なる放射線を蓄積性蛍光体シートA、Bに同時に照射するもの（いわゆるワンショットエネルギーサブトラクション）である。ワンショットエネルギーサブトラクションについては特開昭59-83486号に詳細が記載されている。

【0026】このとき、被写体12とともに、段階的に放射線吸収量が異なるパターンからなる放射線吸収量の既知の骨塩レファレンス2を蓄積性蛍光体シートA、B上に置いて、被写体12の放射線画像とともにこのレファレンス2の放射線画像も蓄積性蛍光体シートA、Bに蓄積記録する。このレファレンス2は、図2に示すように、骨塩の量すなわちCaCO₃の含有量(wt%)が段階的に異なるセクション2a、2b……2fを並べた構造をしており、このCaCO₃の含有量は予め知られているものである。

【0027】次にこれら2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bから、図3に示すような画像読取手段によって放射線画像を読み取り、画像を表すデジタル画像信号を得る。まず、蓄積性蛍光体シートAを矢印Yの方向に副走査のために移動させながら、レーザー光源20からレーザー光21を走査ミラー22によってX方向に主走査させ、蛍光体

シートAから蓄積放射線エネルギーを蓄積記録された放射線画像にしたがって輝尽発光光23として発散させる。輝尽発光光23は透明なアクリル板を成形してつくられた光ガイド24の一端面からこの光ガイド24の内部に入射し、中を全反射を繰り返しつつフォトマル25に至り、輝尽発光光23の発光量が画像信号Sとして出力される。この出力された画像信号Sは増幅器とA/D変換器を含む対数変換器26により対数値($\log S$)のデジタル画像信号 $\log S_A$ に変換される。このデジタル画像信号 $\log S_A$ は例えば磁気ディスク等の記憶媒体27に記憶される。次に、全く同様に、もう1枚の蓄積性蛍光体シートBの記録画像が読み出され、そのデジタル画像信号 $\log S_B$ が同様に記憶媒体27に記憶される。記憶媒体27に記憶された画像信号 $\log S_A$ 、 $\log S_B$ はエネルギーサブトラクション手段31に入力される。エネルギーサブトラクション手段31においては以下に説明するサブトラクション処理が行われる。

【0028】図4は上記のようにして得られた2つのデジタル画像信号 $\log S_A$ 、 $\log S_B$ に基づくサブトラクション処理を模式的に表した図である。画像28は、画像信号 $\log S_A$ が担持する画像であって撮影に際し放射線源13の管電圧を低圧(例えば60kV)とした撮影により得られた画像である。また画像29は放射線源の管電圧を高圧(120kV)とした撮影により得られた画像である。これらの2つの画像28、29のそれぞれには、人体の足の骨の陰影28a、29a、軟部組織の陰影28b、29bが写し込まれている。

【0029】ここで、軟部組織28b、29bは各個人によりその厚さ等が大幅に異なりこのままでは骨塩量の定量化が難しいため、サブトラクション処理、すなわち2つの画像28、29の互いに対応する各画素毎に

$$\log S = A \cdot \log S_A - B \cdot \log S_B + C$$

(但し、A、B、Cは係数を表す)

の演算処理を行うことにより軟部組織の陰影28b、29bが消去された骨部画像30を得る。そしてこの骨部画像30は可視像としてCRT32に表示される。

【0030】次いで、ROI(関心領域)設定手段33において、CRT32に表示された骨部画像30にROIを設定する。これは操作者がマニュアル操作により所望とする骨部を含むように設定するものであり、図5に示すように骨部画像30にROI40が設定される。このROI40内には、所望とする骨部領域41と、この骨部領域41周辺の軟部領域42と、直接放射線が照射された直接放射線部43とが含まれる。

【0031】このようにしてROI設定手段により骨部画像30にROI40が設定されると、次いで、領域認識手段34により骨部領域41と軟部領域42との認識がなされる。この認識は以下のようにして行われる。

【0032】まず、ROI設定手段33により設定されたROI40内のサブトラクション信号 $\log S$ のヒストグラ

ムを求める。このヒストグラムは図6に示すものとなる。そしてこのヒストグラムに閾値処理を施す。すなわち、ヒストグラムの信号値レベルに閾値Th1を設定し、この閾値Th1を境界として2値化処理を施す。すなわち、この閾値Th1よりも小さい信号値レベルを有する骨部画像30の画素の部分の値を1、それ以外の画素の部分の値を0として骨部画像30を2値化処理する。そしてこの2値化処理の結果、画素値が1となった画素の領域を骨部領域41として認識する。

【0033】さらに、領域認識手段34においては軟部領域42の認識も行われる。この軟部領域42の認識は以下のようにして行われる。

【0034】まず、メモリ27に記憶された画像信号 $\log S_A$ について、ROI設定手段33により設定されたROI40に対応する領域内の画像信号 $\log S_A$ のヒストグラムを求める。このヒストグラムは図7に示すものとなる。そしてこのヒストグラムに閾値処理を施す。すなわち、ヒストグラムの信号値レベルに閾値Th2を設定し、この閾値Th2の範囲内外において2値化処理を施す。すなわち、この閾値Th2以下の信号値レベルを有する画像28の画素の部分の値を1、それ以外の画素の部分の値を0として画像28を2値化処理する。そしてこの2値化処理の結果、画素値が1となった画素の領域を軟部領域42として認識する。

【0035】このように骨部画像30および画像28を2値化処理することにより、骨部領域41および軟部領域42が認識された後、骨塩量算出手段35において、骨塩量の算出が行われる。まず認識された骨部領域41内の各画素の信号値 S_B からこの骨部領域周辺の軟部領域42の各画素の信号値 S_N の平均値 S_{NW} を減算する。すなわち下記の式

$$S_{sub} = S_B - S_{NW}$$

により減算が行われ、この減算の結果得られた差分値 S_{sub} を真の骨部領域の信号値とみなすものである。すなわち、骨塩定量化方法はエネルギーサブトラクション処理を行うことにより骨部組織のみの骨部画像を得るようにしているが、エネルギーサブトラクション処理によっても軟部組織を完全に消去することは極めて困難なものであり、したがって、正確な骨部組織の濃度を求めるためには、骨部組織の信号値から、この骨部組織周辺の軟部組織の信号値の平均値を減算して差分値を求める必要があるためにこの差分値を求めているものである。

【0036】そしてこのような差分値が求められると、骨塩量算出手段はこの差分値をCRT32に表示された骨部画像30の骨部領域内に可視像として表示する。

【0037】ここで、骨部画像30は、被写体12の画像の他にレファレンス2の画像を有するものであるから、操作者は、このレファレンスを参照しながら被写体の骨部画像を見ることができる。ここで、骨部画像の骨塩の定量化をしたい部分の濃度と同じか近いレファレンスの段階

的パターンの部分を選択し、その濃度に対応する骨塩量を知ることができる。

【0038】これには、予めレファレンスの段階的パターンの各セクション2a, 2b……2fのCaCO₃量を、そのサブトラクション画像S₁における濃度と対応させて校正曲線50(図8)を作成しておき、この校正曲線54上で差分値に対応する点を真値に対応させて真値(塩量)を知る。このとき、骨部領域上の濃度が例えばレファレンス画像のパターンの隣接する2つのセクションの濃度P_bとP_cの中間の値d_iであれば校正曲線50から得られるそれに対応する真値v_iが求める骨塩量である。

【0039】上記のようにして得られた塩量は、周知の各種表示装置や記録装置により表示、記録するにしてもよい。そのためには、校正曲線50から読み取った値をマニュアルで入力し、表示、記録してもよいが、校正曲線をテーブルメモリに記憶させておき、CRT32上で指示した骨部画像の位置における濃度をこの校正曲線により塩量に換算して、自動的に表示、記録するにしてもよい。

【0040】なお、上述した骨部画像30あるいは画像28は被写体像の他、種々の原因によるノイズを含むものである。したがって、上述したように2値化処理を行っても、求められる骨部領域あるいは軟部領域内にこのノイズが混入してしまい、画像の観察あるいは骨塩量の算出に支障をきたすことがある。このような場合、2値化処理された画像からノイズを除去する必要がある。したがって、例えば2値化された画像に対してモルフォロジ処理を施してノイズを除去するようにすればよい。以下、このモルフォロジ処理について詳細に説明する。

【0041】モルフォロジ処理とは例えば2値画像の整形処理を行う際に用いられるものであり、骨部領域および軟部領域の抽出においては穴うめ処理が有効となる。まず骨部抽出の場合には具体的には以下の手順において処理が行われる。

【0042】1) 骨部領域が1、骨部以外の領域が0となるように2値化処理が施された2値画像データに対し以下の処理を施す。

【0043】 $S_{i,j}' = \max \{ S_{i+m,j+n} \mid (m=-1, 0, 1, n=-1, 0, 1) \}$

すなわち2値化画像データに対し、図9に示すような画素(i, j)の信号値を画素(i, j)に隣接する3×3画素内の信号値の最大値とするように処理が施される。

【0044】上記処理により骨部領域内の穴(0の画素)をうめることができる。これと同時に1画素分骨部領域が膨脹する。

【0045】2) 上記処理に続いて以下の処理を施す。

【0046】 $S_{i,j}' = \min \{ S_{i+m,j+n} \mid (m=-1, 0, 1, n=-1, 0, 1) \}$

この処理により膨張していた骨部領域が元の大きさに戻

る。

【0047】以上の処理によって、骨部領域内の穴うめをすることができる。1画素を超える穴をうめる場合には、上記1)の処理をn回繰り返した後、2)の処理を繰り返すことにより大きな穴もうめることができる。

【0048】また、上述した実施の形態においては、2値化処理を行うための閾値を被写体とともに画像に写し込まれた骨塩レファレンス2の各ブロックの信号値に基づいて設定しているが、これに限定されるものではなく、例えば特開昭64-50172号に記載されているような判別関数を用いて閾値を設定するようにしてもよいものである。この判別関数を用いた閾値の決定は以下のようにして行う。

【0049】一般に、エネルギーサブトラクション画像(軟部消去画像)は、骨部および骨部以外の画像部分からなっており、各画像部分を担持する画像信号はそれぞれ所定の幅を有する画像信号(画像信号レベル)範囲内に位置し、かつそれらの各範囲は互いに画像信号レベル方向にずれており(ただし一部は重なり合う)、高レベル側から低レベル側に向けて例えば骨部以外の部分、骨部の順となっている。そして、撮影画像全体のヒストグラムは画像信号レベル方向にずれた複数の画像部分の画像信号ヒストグラムを寄せ集めてなるものであり、この画像全体の画像信号ヒストグラムを画像信号レベル方向に最も分離性の高い位置で撮影画像を構成する画像部分の数だけの小領域に分割すれば、各小領域はそれぞれ各画像部分のヒストグラムに対応することとなる。

【0050】本実施の形態では、対象となる撮影画像は2つの画像部分からなり、したがって画像全体の画像信号のヒストグラムを作成し、このヒストグラムを判別基準を用いた自動しきい値選定法を利用することにより、最も分離性の高い位置で2つの小領域に分割する。この分割方法を図10を参照しながら説明する。

【0051】図10は画像を担持する画像信号のヒストグラムを示す図である。まずこのヒストグラムを横軸方向(画像信号レベルの高低方向)に任意の画像信号レベルX_kを境にして2つの小領域A, Bに分割し、その場合の下式で表されるクラス分離度Rを計算する。

【0052】

$$R = \omega a (\mu a - \mu_T)^2 + \omega b (\mu b - \mu_T)^2 \quad \dots(1)$$

ただし、式(1)において ωa , ωb はそれぞれ各小領域A, Bの画素数の割合(全画素数に対する各小領域の画素数の割合であって、 $\omega a + \omega b = 1$)であり、 μa , μb および μ_T は各小領域A, Bおよび全領域における画像信号レベルの平均値(平均画像信号レベル)であって下式に示す通りである。

【0053】

【数1】

(7)

$$\mu a = \frac{1}{\sum_{i=1}^k f(x_i)} \sum_{i=1}^k x_i \cdot f(x_i) \quad (7)$$

$$\mu b = \frac{1}{\sum_{i=k+1}^j f(x_i)} \sum_{i=k+1}^j x_i \cdot f(x_i) \quad \dots (2)$$

$$\mu_T = \frac{1}{\sum_{i=1}^n f(x_i)} \sum_{i=1}^n x_i \cdot f(x_i)$$

【0054】ただし、 $f(x_i)$ は画像信号レベル x_i における頻度である。

【0055】そして、上記任意に設定した画像信号レベル X_k を変化させながら上記クラス分離度 R を計算し、そのうちこのクラス分離度 R が最大となったときの X_k によって2つの小領域 A 、 B に分割する。すなわち、この X_k が求めるべき閾値となるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による骨塩定量分析を実施するための画像を得る撮影手段を表す図

【図2】骨塩レファレンスの詳細を説明するための図

【図3】蓄積性蛍光体シートから放射線画像を読み取るための読取装置を表す図

【図4】サブトラクション処理を模式的に表す図

【図5】ROIが設定された骨部画像を表す図

【図6】骨部画像におけるROI内の画像信号のヒストグラムを表す図

【図7】他の画像におけるROIに対応する領域内の画像信号のヒストグラムを表す図

【図8】校正曲線を表す図

【図9】モルフォロジにおけるフィルタを表す図

【図10】画像信号のヒストグラムを表す図

【符号の説明】

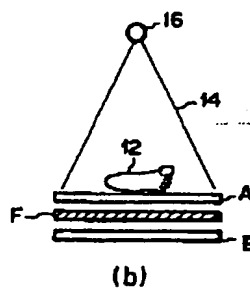
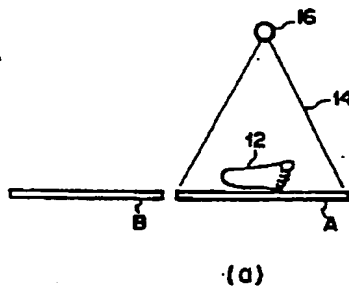
2 骨塩レファレンス

4	シート
6	基準レファレンス
8	可変レファレンス
12	被写体
14	放射線
16	放射線管
20	レーザー光源
21	レーザー光
22	走査ミラー
23	輝尽発光光
24	光ガイド
25	フォトマル
26	対数変換器
27	記録媒体
28, 29, 30	画像
31	エネルギーサブトラクション手段
32	CRT
33	ROI設定手段
34	領域認識手段
35	骨塩量算出手段
40	ROI
41	骨部領域
42	軟部領域
43	直接放射線部

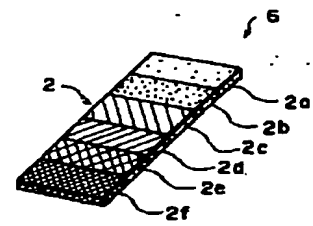
【図9】

$i-1, j-1$	$i-1, j$	$i-1, j+1$
$i, j-1$	i, j	$i, j+1$
$i+1, j-1$	$i+1, j$	$i+1, j+1$

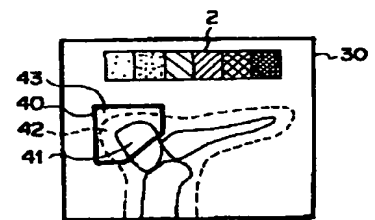
【図1】



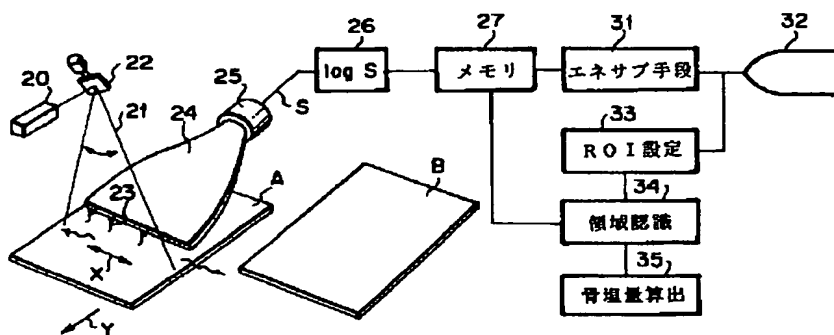
【図2】



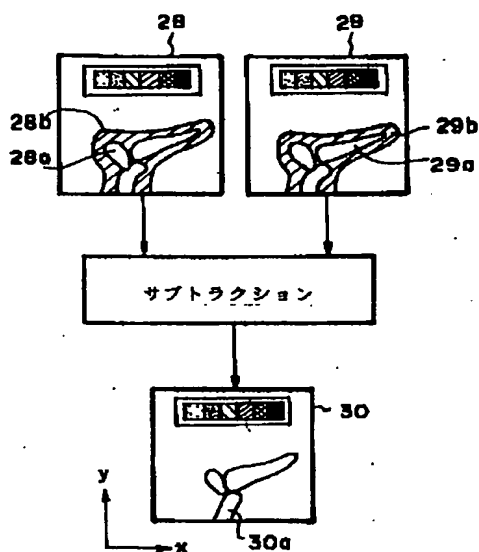
【図5】



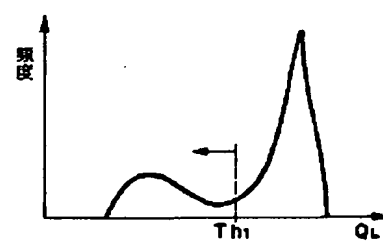
【図3】



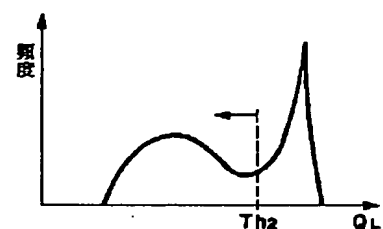
【図4】



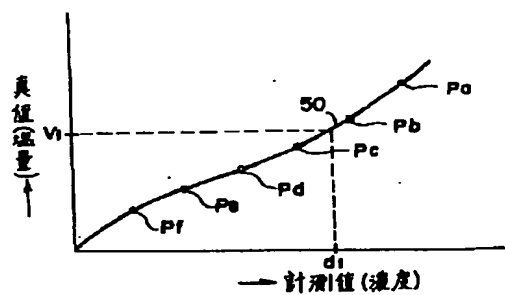
【図6】



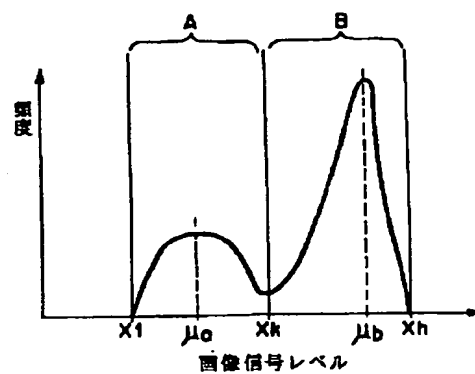
【図7】



【図8】



【図10】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☒ OTHER: Best available Foreign Document

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.